⑩日本国特許庁(IP)

昭63 - 128252 ⑩ 公 開 特 許 公 報 (A)

⑤Int Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

43公開 昭和63年(1988)5月31日

27/46 G 01 N 27/30 1/26 // C 12 Q

M - 7363 - 2G

-7363-2G 8412-4B

審杳請求 未請求 発明の数 1 (全4頁)

バイオセンサ 図発明の名称

> 20特 願 昭61-274472

22出 願 昭61(1986)11月18日

栗 真 理 子 ⑫発 明 者 洄 明 史 朗 者 72)発 南 海 宏 和 79発 明 者 杉 原 明 者 孝 志 四発 島 飯 願 松下電器産業株式会社 何出 人

大阪府門真市大字門真1006番地 大阪府門真市大字門真1006番地 大阪府門真市大字門真1006番地 大阪府門真市大字門真1006番地

大阪府門真市大字門真1006番地

松下電器產業株式会社内 松下電器産業株式会社内 松下電器産業株式会社内 松下電器産業株式会社内

外1名

理 人 弁理士 中尾 敏男 砂代

2

細 明 聿

1、発明の名称

バイオセンサ

2、特許請求の範囲

- (1) 少なくとも測定極と対極からなる電極系を設 けた絶縁性の基板と、多孔体膜からなる沪過層お よび少なくとも酸化還元酵素を含む反応層を支持 枠で保持した測定チップとを水溶性材料を含む接 着層で一体化したことを特徴とするバイオセンサ。
- 接着層はゼラチンを含むことを特徴とする特 許請求の範囲第1項記載のバイオセンサ。
- 反応層の上に試料を含浸する試料添加層を設 けたことを特徴とする特許請求の範囲第1項また は第2項記載のバイオセンサ。
- (4) 沪過層はポリカーポネート膜であり、反応層 は少なくともクリコースオキシダーゼとフェリシ アン化カリウムを担持することを特徴とする特許 請求の範囲第1項記載のバイオセンサ。
- 3、発明の詳細な説明

産業上の利用分野

本発明は、種々の微量の生体試料中の特定成分 について、試料液を希釈することなく迅速かつ簡 易に定量することのできるパイオセンサに関する。

従来の技術

従来、血液などの生体試料中の特定成分につい て、試料液の希釈や攪拌などの操作を行うことな く高精度に定量する方式としては、第2図に示す 様なバイオセンサが提案されている(例えば、特 開昭59-166852号公報)。このバイオセ ンサは、絶縁基板13にリード14,15をそれ それ有する白金などからなる測定極16および対 極17を埋設し、これらの電極系の露出部分を酸 化還元酵素および電子受容体を担持した多孔体 18 で覆ったものである。 試料液を多孔体18上へ商 下すると、試料液に多孔体中の酸化還元酵素と電 子受容体が溶解し、試料液中の基質との間で酵素 反応が進行し電子受容体が還元される。酵素反応 終了後、との還元された電子受容体を電気化学的 に酸化し、このとき得られる酸化電流値から試料 液中の基質濃度を求める。

発明が解決しようとする問題点

この様な従来の構成では、多孔体については、 測定毎に取り替えることにより簡易に測定に供す ることができるが、電極系については洗浄等の操 作が必要である。一方電極系をも含めて測定毎の 使い乗てが可能となれば、測定操作上、極めて簡 易になるものの、白金等の電極材料や構成等の面 から、非常に高価なものにならざるを得ない。

本発明はこれらの点について種々検討の結果、 電極系と多孔体を一体化することにより、生体試 料中の特定成分を極めて容易に迅速かつ高精度に 定量することのできる安価なディスポーザプルタ イブのパイオセンサを提供するものである。

問題点を解決するための手段

本発明は上記問題点を解決するため、絶縁性の基板に少なくとも測定極と対極からなる電極系を設け、酵素と電子受容体と試料液を反応させ、前記反応に際しての物質濃度変化を電気化学的に前記電極系で検知し、試料液中の基質濃度を測定するバイオセンサにおいて、前記電極系と多孔体膜

5 ~->

性カーボンベーストを印刷し、加熱乾燥することにより、対極 2、測定極 3、参照極 4 からなる電極系を形成する。次に、電極系を部分的に覆い各々の電極の電気化学的に作用する部分 2′, 3′, 4′(各 1 m²)を残す様に、絶縁性ベーストを前記同様に印刷し、加熱処理して絶縁層 5 を形成する。電極系の上部に 1 μm の孔径を有するボリカーボネート膜からなる 戸過層 6 を、保持枠 7 に固定ン化カリウムを担持した反応層 8 およひセルロース 水キシダーゼとフェリンアン化カリウムを担持した反応層 8 およびセルロース で 後着 で の 穴の 中に 設定用チップ 1 1 を水溶性両面接着テープ(厚さ 1 5 0 μm) 1 2 によりセットして一体化する。

上記センサに血液を添加すると、血液は試料添加層 9 ですみやかに拡がり、反応層 8 に担持されたグルコースオキシダーゼとフェリシアン化カリウムの容解と反応が進行しつつ、沪過層 6 で赤血球などが沪過され、沪液のみが水溶性両面接着テープ 1 2 との接着部より電極系上に満たされる。

からなる沪過層および少なくとも酵素を担持した 反応層を支持枠で保持した測定チップを水溶性の 材料により空間部を形成して一体化したものであ る。

作 用

本発明によれば、電極系をも含めたディスポー ザプルタイプのバイオセンサを構成することができ、試料液を多孔体に添加することにより、極め て容易に基質濃度を測定することができる。

しかも、水溶性の材料で一体化したことにより、 非常に早く反応液が電極表面に違し設けられた空間部に満たされ迅速に測定することが可能となり、 しかも測定チップの影響が空間部により除去され 測定精度が向上した。

寒 施 例

バイオセンサの一例として、グルコースセンサ について説明する。第1図は、グルコースセンサ の一実施例について示したもので、構成部分の分 解図である。ポリエチレンテレフタレートからな る絶縁性の基板1に、スクリーン印刷により導電

6 ページ

反応は血液中のグルコースがグルコースオキシダーゼの作用によりフェリシアン化カリウムと反応してグルコースの濃度に応じたフェロシアン化カリウムが生成する。参照極を基準にして700mVのパルス電圧を印加すると、生成したフェロシアン化カリウム濃度に比例した酸化電流が得られ、この電流値は基質であるグルコース濃度に対応する。

血液を滴下すると10秒ぐらいで沪液が電極上まで浸透し、すみやかに沪過膜と電極の空間部を満たした。滴下2分後にパルス電圧を印加すると非常に再現性のよい応答が得られた。

不溶性の両面接着テープを用いると粘着層の所で液がとまり電極部へ反応液が供給できなかった。そのため、電極部へ液を供給するためにレーヨン不織布などを用いる必要があった。レーヨン不織布を設置することにより毛細管現象を利用して液を電極まで供給できたが、浸透時間が30秒ぐらいかかり、レーヨン繊維が電極表面に接触して反応面積を変えたり、気泡の発生をおこすため、再

現性の良い応答が得られなかった。

水溶性の両面接着テーブは液がくると粘着層が溶解して濡れるため、すみやかに戸液を電極上に供給するので、一か所だけ水溶性にしてあとは不溶性の両面接着テーブにすると水溶性の所からとにならで、ですると、でで、大溶性の両面接着テーブのからになって、からでは、できた。水溶性の両面接着テーブのかわらに、できたの空間部に衰着テーブのかわらに、できたのではしても血液の戸過は層とできたが、一定の空間部(特に戸過層くかで表面の距離)を保つのが困難で作成しに、やな表面と戸過膜の距離が150μm あれば、測定の際の電流分布に影響を受けにくく精度よく測定できた。

なお、バイオセンサにおける一体化の方法としては、実施例に示した枠体,カバーなどの形や組み合わせに限定されるものではない。

一方、前記実施例においては、電極系として3 電極方式の場合について述べたが、対極と測定極からなる2電極方式でも測定は可能である。

9 ~->

ことにより、極めて容易に生体試料中の基質濃度 を測定することができる。

4、図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例であるバイオセンサ の分解斜視図、第2図は従来例のバイオセンサの 縦断面図である。

代理人の氏名 弁理士 中 尾 敏 男 ほか1名

多孔体 8 に担持させる電子受容体としては、前記実施例で用いたフェリシアン化カリウムが安定に反応するので適しているが、ローベンゾキノンを使えば、反応速度が早いので高速化に適している。又、2,6-ジクロロフェノールインドフェノール、メチレンブルー、フェナジンメトサルフェート、βーナフトキノン4ースルホン酸カリウムなども使用できる。

なお、上記実施例におけるセンサはグルコース に限らず、アルコールセンサやコレステロールセ ンサなど、酸化選元酵素の関与する系に用いるこ とができる。酸化選元酵素としてはグルコースオ キシダーゼを用いたが、他の酵素、たとえばアル コールオキンダーゼ,キサンチンオキシダーゼ, コレステロールオキシダーゼ等も用いることがで きる。

発明の効果

本発明のバイオセンサは、絶縁性の基板上の電 極系と酸化還元酵素と電子受容体を担持した多孔 体を水終性の両面接着テープを用いて一体化する

